



Europäisches Patentamt

European Patent Office

Office européen des brevets

(13.04.04)

REC'D 13 APR 2004

WIPO PCT

Bescheinigung

Certificate

Attestation

Die angehefteten Unterlagen stimmen mit der ursprünglich eingereichten Fassung der auf dem nächsten Blatt bezeichneten europäischen Patentanmeldung überein.

The attached documents are exact copies of the European patent application described on the following page, as originally filed.

Les documents fixés à cette attestation sont conformes à la version initialement déposée de la demande de brevet européen spécifiée à la page suivante.

Patentanmeldung Nr. Patent application No. Demande de brevet n°

03101109.1

**PRIORITY  
DOCUMENT**  
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN  
COMPLIANCE WITH RULE 17.1(a) OR (b)

Der Präsident des Europäischen Patentamts;  
Im Auftrag

For the President of the European Patent Office  
Le Président de l'Office européen des brevets  
p.o.

R C van Dijk



Anmeldung Nr:  
Application no.: 03101109.1  
Demande no:

Anmeldetag:  
Date of filing: 23.04.03  
Date de dépôt:

Anmelder/Applicant(s)/Demandeur(s):

Philips Intellectual Property & Standards  
GmbH  
Steindamm 94  
20099 Hamburg  
ALLEMAGNE  
Koninklijke Philips Electronics N.V.  
Groenewoudseweg 1  
5621 BA Eindhoven  
PAYS-BAS

Bezeichnung der Erfindung/Title of the invention/Titre de l'invention:  
(Falls die Bezeichnung der Erfindung nicht angegeben ist, siehe Beschreibung.  
If no title is shown please refer to the description.  
Si aucun titre n'est indiqué se referer à la description.)

Magnetresonanz-Lokalisierungsverfahren

In Anspruch genommene Priorität(en) / Priority(ies) claimed /Priorité(s)  
revendiquée(s)  
Staat/Tag/Aktenzeichen/State/Date/File no./Pays/Date/Numéro de dépôt:

Internationale Patentklassifikation/International Patent Classification/  
Classification internationale des brevets:

G01R33/20

Am Anmeldetag benannte Vertragstaaten/Contracting states designated at date of  
filing/Etats contractants désignés lors du dépôt:

AT BE BG CH CY CZ DE DK EE ES FI FR GB GR HU IE IT LU MC NL  
PT RO SE SI SK TR LI

## BESCHREIBUNG

### Magnetresonanz-Lokalisierungsverfahren

Die Erfindung betrifft ein Magnetresonanzverfahren zur Lokalisierung von interventionellen Vorrichtungen, insbesondere *in vivo*, bei dem die interventionelle Vorrichtung

5 eine Markierung trägt, die bei Magnetresonanzaufnahmen die Messsignale beeinflusst oder eigene Messsignale erzeugt.

Die Anwendung von Magnetresonanzverfahren (MR-Verfahren) bei medizinischen Eingriffen gewinnt zunehmend an Bedeutung. Zum einen zeichnet sich die MR-

10 Bildgebung durch hervorragenden Weichteilkontrast und durch beliebige Orientierung der Bildebenen aus, zum anderen wird eine Gesundheitsgefährdung der Patienten und des Bedienungspersonals durch ionisierende Strahlung, wie sie bei Röntgenverfahren verwendet wird, vermieden.

15 Bei der Visualisierung und Lokalisierung von interventionellen Vorrichtungen zur Einführung in den Körper eines Patienten, insbesondere Kathetern, stellt sich jedoch das Problem, dass diese meist nicht unmittelbar beobachtbar sind. Während bei Bildgebungsverfahren, die auf Verwendung von Röntgenstrahlung basieren, selbst sehr kleine metallische Drähte einen ausreichenden Bildkontrast zur Kathetervisualisierung

20 hervorrufen, bewirken diese in der Magnetresonanzbildgebung lediglich eine unzureichende Signalreduzierung, da derartig kleine Objekte nur ein sehr kleines Wasservolumen verdrängen. Aus diesem Grund muss die Sichtbarkeit der interventionellen Vorrichtungen auf andere Weise erhöht werden, wozu verschiedene Verfahren entwickelt wurden.

25

Die in der Literatur beschriebenen Lokalisierungsverfahren werden in zwei Kategorien eingeteilt. Bei den aktiven Verfahren wird die interventionelle Vorrichtung mit einer Empfangsspule ausgestattet, so dass Signale aus der Umgebung der Vorrichtung über einen zusätzlichen Kanal empfangen werden können. Passive Methoden hingegen

visualisieren die interventionelle Vorrichtung im MR-Bild durch den Kontrast gegenüber dem umgebenden Gewebe.

Im Bereich der aktiven Verfahren haben sich bislang zwei Katheterlokalisierungs-  
5 verfahren etabliert. Zum einen kann in die Katheterspitze eine kleine Empfangsspule eingebaut werden, die über ein Koaxialkabel durch den Katheter hindurch mit einem Empfangskanal verbunden wird (C.L. Dumoulin et al., *Magn. Reson. Med.* 29, 411-415 (1993)). Der große Vorteil dieses Verfahrens ist die Möglichkeit, durch Anlegen von Feldgradienten die Koordinaten der Katheterspitze aus Projektionen in die entsprechenden Raumrichtungen zu bestimmen. Das Verfahren ist darüber hinaus kompatibel mit 10 allen schnellen Bildgebungsverfahren und somit echtzeitfähig.

Alternativ zur Verwendung einer Empfangsspule kann auch eine elongierte Antenne in den Katheter eingeführt werden, die dann MR-Signale entlang des Katheters empfängt.  
15 Auf diese Weise können auch Instrumente mit geringem Durchmesser wie Führungsdrähte und neurologische Katheter sichtbar gemacht werden. Ein besonderes Anwendungsbereich ist die intravaskuläre Bildgebung.

Nachteilig macht sich bei beiden Verfahren bemerkbar, dass die durch den Katheter 20 hindurch zum Empfangskanal verlaufende Leitung für HF-Anregungspulse unbeabsichtigt als Antenne wirken kann. So wurde gezeigt, dass sich ein Führungsdräht nach 30 Sekunden einer Gradienten-Echo-Sequenz auf 74°C erhitzen kann. Die Resonanzbedingungen in diesem Fall sind vielfältig und in der klinischen Praxis schwer zu kontrollieren.

25 Auf der anderen Seite stehen die passiven Techniken, bei denen die Sichtbarkeit der Katheter auf bestimmte Weise erhöht wird. Eine Möglichkeit ist die Verwendung von Kontrastmitteln, wobei entweder Katheter verwendet werden, deren Volumina mit einem entsprechenden Mittel (Gd-DTPA) gefüllt sind oder deren Hülle  
30 kontrastverstärkend beschichtet ist.

Ein anderer Ansatz besteht darin, durch Störung des statischen Magnetfeldes  $B_0$  Suszeptibilitätsartefakte im MR-Bild zu erzeugen. Konventionelle Polyethylenkatheter können dazu mit paramagnetischen Ringen ( $Dy_2O_3$ ) präpariert werden. Eine Arbeitsgruppe am Universitätsklinikum der RWTH-Aachen hat ein alternatives Verfahren

5 entwickelt, bei dem eine lokale Feldinhomogenität durch eine Drahtschlaufe im Katheter hervorgerufen wird, die an eine externe Stromquelle angeschlossen ist (A. Glowinski et al., *Magn. Reson. Med.* 38, 253-258 (1997)). Auf diese Weise ist das Bildartefakt über die Quelle während der Intervention regelbar.

10 Bei diesen drei passiven Visualisierungstechniken ist positiv zu bewerten, dass es möglich ist, die gesamte Katheterlänge sichtbar zu machen und dass die Methoden mit allen Bildgebungsverfahren kompatibel sind. Nachteilig ist, dass alle Verfahren vergleichsweise zeitintensiv und die Koordinaten der Katheterposition nicht direkt zugänglich sind. Folglich ist eine automatisierte Katheterverfolgung nicht möglich.

15 Gemäß einem weiteren von M. Burl, *Magn. Reson. Med.* 36, 491-493 (1996) sowie S. Weiß, *Proc. ISMRM*, 544 (2001) beschriebenen Lokalisierungsverfahren wird ein Katheter, der auch als OptiMa-Katheter bezeichnet wird, an seiner Spitze mit einem elektronisch isolierten Schwingkreis ausgestattet, der auf Larmorfrequenz abgestimmt

20 ist. Wenn ein  $B_1$ -HF-Impuls gesendet wird, wird der Schwingkreis angeregt und verursacht eine lokale Resonanzüberhöhung des  $B_1$ -Feldes, die den Flipwinkel und somit das Signal lokal erhöht. Der Schwingkreis kann optisch über eine Photodiode, die mit Hilfe eines durch den Katheter verlaufenden Lichtleiters beleuchtet wird, verstimmt und die Signalverstärkung somit an- und ausgeschaltet werden. Durch Subtraktion eines

25 An-/Aussignals wird der Signalhintergrund unterdrückt. Die erhaltenen Messsignale bei aktivierter bzw. deaktivierter Markierung werden auch als An- bzw. Ausprojektion bezeichnet.

30 Dieses Verfahren zeichnet sich dadurch aus, dass die Katheterkoordinaten direkt zugänglich sind und die Technik mit allen Bildgebungsverfahren kompatibel ist. Auch

die Patientensicherheit ist gewährleistet, weil ein durch den Katheter verlaufender Lichtleiter im Gegensatz zu einem elektrischen Leiter nicht als Antenne wirken kann, die sich bei Einwirken von HF-Pulsen stark aufheizt. Schließlich ist das Verfahren auch echtzeitfähig.

5

Nachteilig macht sich jedoch auch bei diesem Stand der Technik bemerkbar, dass die

Detektion der interventionellen Vorrichtung nicht in jedem Fall gesichert ist, da die

Bestimmung der Koordinaten durch Rauschen und Artefakte gestört sein kann. Die

Position der Vorrichtung wird aus der Differenz von An- und Ausprojektion durch den

10 Abtastwert mit maximaler Signalamplitude bestimmt. Die Signalqualität wird jedoch durch verschiedene Effekte negativ beeinflusst. Zum einen hängt die Qualität des Signals stark von der Entfernung der Empfangsspule zur Markierung auf der interventionellen Vorrichtung ab, da der Impuls umso schwächer ist, je weiter die Empfangsspule vom Signalursprung entfernt ist. Einen weit größeren Einfluss auf die

15 Signalqualität hat jedoch die Orientierung der Vorrichtung zur Sende- als auch zur Empfangsspule. Bei großen Winkeln zwischen der lokal durch ein Dipolmoment angenäherten Schwingsspule und den Feldlinien der Sende- bzw. Empfangsspule koppeln diese nur noch schwach.

20 Außer durch die starke Variation im durch die interventionelle Vorrichtung hervorgerufenen Impuls ist die Lokalisierung wesentlich durch ausgedehnte Artefakte gestört. Häufig wird das Hintergrundsignal in der Differenz nicht vollständig ausgelöscht, was darauf zurückzuführen ist, dass die Magnetisierung zum Zeitpunkt der Anregung für die jeweiligen Projektionen sich nicht im gleichen Zustand befindet, sondern einem Ein-

25 schwingvorgang unterworfen ist. Aus diesem Grund sind die Amplituden in der An- und Ausprojektion unterschiedlich hoch. Die so hervorgerufenen Artefakte werden im folgenden als Einschwingartefakte bezeichnet.

Weitere Artefakte, die auch als Bildschichtartefakte bezeichnet werden, entstehen, weil

30 bei jeder neuen Detektion die Magnetisierung in der vorherigen Bildschicht in der Regel

nicht vollständig abgeklungen ist. Diese Restmagnetisierung klingt dann zwischen An- und Ausprojektion ab und erscheint deshalb in der Differenzprojektion als Artefakt in der Mitte des Datenvektors. Schließlich können auch Bewegungen durch Atmung und Herzschlag sowie pulsativer Blutfluss negativen Einfluss auf die Qualität des Signals

5 haben.

Eine gesicherte Aussage über die Position der interventionellen Vorrichtungen ist nicht mehr möglich, wenn sich der durch Rauschen und Artefakte hervorgerufene Hintergrund der Amplitude des von der Markierung der interventionellen Vorrichtung 10 ausgehenden Impulses annähert. Ausgehend von diesem Stand der Technik stellt sich daher die Aufgabe, ein Magnetresonanzverfahren zur Lokalisierung von interventionellen Vorrichtung zu schaffen, bei dem Rauschen und Artefakte soweit unterdrückt werden, dass die Detektierbarkeit des von der Markierung der interventionellen Vorrichtung ausgehenden Signals stets gewährleistet ist.

15

Die Aufgabe wird erfindungsgemäß gelöst durch ein Magnetresonanzverfahren entsprechend dem Oberbegriff von Anspruch 1, bei dem die Messsignale zur Verbesserung der Lokalisierung mit Hilfe eines eindimensionalen Signalverarbeitungsverfahrens bearbeitet werden.

20

Des weiteren betrifft die Erfindung auch ein Gerät sowie ein Computerprogramm zur Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens.

Als interventionelle Vorrichtung werden im Rahmen dieser Erfindung insbesondere 25 Katheter, aber auch Biopsienadeln, minimalinvasive chirurgische Instrumente, Führungsdrähte, Stents usw. verstanden. Die Markierung an der interventionellen Vorrichtung kann insbesondere ein Schwingkreis an der Spitze eines OptiMa-Katheters sein; es kann sich jedoch durchaus auch um andere Arten von Anordnungen wie z. B. eine Mikrosprule handeln, wie sie für aktive Lokalisierungsverfahren verwendet wird.

30 Vorteilhaft ist hierbei eine ein- bzw. ausschaltbare Markierung, die die separate

Aufnahme von Messsignalen im An- bzw. Auszustand erlaubt, im Rahmen dieser Erfindung auch als An- bzw. Ausprojektion bezeichnet, so dass die Positionsbestimmung der Markierung durch Differenzbildung zwischen An- und Ausprojektion möglich ist.

5

Bei dem eindimensionalen Signalverarbeitungsverfahren handelt es sich vorzugsweise um ein iteratives Verfahren, wie es sich für analytisch nicht direkt lösbarer Probleme anbietet. Besonders geeignet ist die sogenannte Maximum-Entropie-Methode.

10 Bei der Maximum-Entropie-Methode (ME-Methode) handelt es sich um ein iteratives, nichtlineares Verfahren zur Signalrestauration. Die ME-Methode löst unterbestimmte Probleme, indem sie aus allen mit den Daten verträglichen Lösungen die mit der maximalen Entropie wählt. Einen besonderen Vorteil bietet die Möglichkeit, Vorwissen über den Messprozess durch Einarbeitung zusätzlicher Parameter im Algorithmus zu berücksichtigen.

15

Das der Maximum-Entropie-Methode zugrundeliegende Ausgangsproblem lässt sich allgemein wie folgt beschreiben:

20 Aufgabe ist, eine Verteilungsfunktion als beste Schätzung für eine Verteilung von Zuständen zu bestimmen. Üblicherweise gibt es eine unendliche Menge von Verteilungen, die mit den Nebenbedingungen verträglich sind. Das Prinzip der maximalen Entropie besagt, dass unter diesen die Verteilung zu wählen ist, welche die maximale Entropie besitzt. Diese Auswahl ist die einzige mit den Daten konsistente,

25 ohne zusätzliche Informationen hinzuzufügen.

Ein wahrscheinlichkeitstheoretischer Ansatz zur Begründung der ME-Methode wird u. a. vom G.J. Daniell und S.F. Gull in *IEE Proc. 127, Pt. E, 170-172 (1980)* beschrieben. Demnach gilt, wenn das Eingangssignal durch weißes Rauschen überlagert ist:

30

$$\chi^2 = \sum_{\text{Signal}} \frac{(\text{Abweichung zwischen Meßsignal und vorhergesagtem Signal})^2}{(\text{Fehler in gemessenem Signal})^2}$$

Die Wahrscheinlichkeit für das geschätzte Signal ist dann proportional zu  $\exp(-$

$1/2 \chi^2$ ). Die ME-Methode basiert somit auf einer  $\chi^2$ -Minimierung unter Anpassung der

5 geschätzten Signale an die Messdaten. Als besonders geeignet zur Anwendung bei dem erfindungsgemäßen Verfahren erwies sich der Algorithmus, der auf die Autoren Skilling und Bryan, *Mon. Not. astr. Soc.* 221, 111-124 (1984) zurückgeht und sich durch eine hohe Konvergenzgeschwindigkeit auszeichnet.

10 Gemäß einer vorteilhaften Ausgestaltung der Erfindung werden zur Unterdrückung von in den Messsignalen auftretenden Artefakten Modellfunktionen gebildet, angepasst und bei der Durchführung des iterativen Verfahrens von den Messsignalen subtrahiert. Die Anpassung der Modellfunktionen an die aufgenommenen Messsignale (die Anprojektion) erfolgt zweckmäßigerweise, indem die Modellfunktionen mit einem Skalierungs-  
 15 parameter angesetzt werden. Die Einbindung in den Maximum-Entropie-Algorithmus kann auf zwei verschiedene Weisen erfolgen. Der Skalierungsparameter kann nach jedem Iterationsschritt neu angepasst werden oder aber nur einmal vor der ME-  
 Interation. In hierzu durchgeführten Test wurde im ersten Fall der Parameter in Abhängigkeit des Rauschens mit einer Genauigkeit von 1 bis 4 % bestimmt, während  
 20 im zweiten Fall die relative Abweichung ungefähr doppelt so groß war. Auf der anderen Seite wird im zweiten Fall ca. 10% weniger Rechenzeit benötigt.

Einschwingartefakten und Bildschichtartefakten unterschieden werden. Da das

Auftreten von Einschwingartefakten darauf zurückzuführen ist, dass die Magnetisierung

25 zum Zeitpunkt der Anregung sich für Messungen, bei denen die Markierung an der interventionellen Vorrichtung ein- bzw. ausgeschaltet ist, nicht im gleichen Zustand befindet, insbesondere bei Verwendung des oben beschriebenen OptiMa-Katheters, der über eine optisch schaltbare Markierung verfügt, wird das Hintergrundsignal durch

Bildung der Differenz von Messungen mit aktiverter bzw. deaktivierter Markierung nicht vollständig ausgelöscht.

Aus diesem Grund bietet sich eine aufgenommene Ausprojektion als Modellfunktion

5 zur Unterdrückung der Einschwingartefakte an. Über den bereits oben erwähnten Skalierungsparameter kann die auf diese Weise aufgestellte Modellfunktion an die aufgenommenen Messsignale angepasst werden, indem An- und Ausprojektion einander gegenübergestellt werden. Während der  $\chi^2$ -Anpassung wird die Modellfunktion dann vom Messsignal subtrahiert. Das die Position der interventionellen Vorrichtung 10 definierende Signal wird somit relativ zum Hintergrund verstärkt, so dass mit deutlich erhöhter Sicherheit der Abtastwert mit maximaler Signalamplitude der Position zugeordnet werden kann.

Zur Unterdrückung der ebenfalls möglichen Bildschichtartefakte, die darauf zurück-

15 zuführen sind, dass bei den einzelnen Detektionen die Magnetisierung in der vorherigen Bildschicht in der Regel nicht vollständig abgeklungen ist, müssen hingegen andere Modellfunktionen verwendet werden. Hierbei bieten sich Rechteck- oder Gaußfunktionen an, die ebenfalls über einen Skalierungsparameter angepasst werden können. Der Grund für die Art der verwendeten Modellfunktionen ist im deutlich schmaleren Er- 20 scheinungsbild der Bildschichtartefakte, die in der Größenordnung der Bildschichtbreite liegen, im Vergleich zu Einschwingartefakten zu sehen.

---

Um eine Aussage über die Leistungsfähigkeit der Signalverarbeitung relativ zur Güte des Eingangssignals treffen zu können, werden zwei verschiedene Größen verwendet:

25 Zum einen liefert das Signal-/Rauschleistungsverhältnis S/N eine Aussage über die Rauschminimierung nach der Signalverarbeitung, wobei jedoch keine Signalstörungen durch Artefakte berücksichtigt werden, welche unter Umständen die Bestimmung der Position der interventionellen Vorrichtung weit mehr beeinträchtigen als das Rauschen alleine. Größere Aussagekraft hat deshalb das Signal-/Störleistungsverhältnis S/A, 30 welches zusätzlich zur hochfrequenten Rauschleistung die niederfrequente

Artefakteleistung mitberücksichtigt. Hierbei handelt es sich um den Quotienten aus der Nutzsignalleistung und der um die Leistung des Gleichsignals reduzierten Gesamtleistung. Wenn das Rauschen in einem Signal dominant ist, so strebt das S/A-gegen das S/N-Verhältnis. Die Unterdrückung des Rauschens allein hat jedoch nur eine 5 geringe Verbesserung des S/A-Verhältnisses zur Folge. Das S/A-Verhältnis ist deutlich besser geeignet als das S/N-Verhältnis, die Sicherheit der Positionsbestimmung zu beurteilen. So hat sich bei den durchgeführten Untersuchungen ergeben, dass eine sichere Detektierbarkeit der Position der interventionellen Vorrichtung in aller Regel gegeben ist, wenn ein S/A-Verhältnis  $\geq 20$  dB gemessen wird.

10 Die Konvergenzgeschwindigkeit des Maximum-Entropie-Algorithmus ist in erster Linie vom Rauschen abhängig. Unabhängig davon kann die Anzahl der Iterationen durch geeignete Wahl des benutzerdefinierten Hintergrunds, d. h. des Startwertes der Iteration, beeinflusst werden, da je nach Wahl dieses Startwertes die  $\chi^2$ -Anpassung zu Beginn der 15 Iteration unterschiedlich gut ist. Eine Erhöhung der Konvergenzgeschwindigkeit ist besonders wichtig, wenn eine Signalverarbeitung in Echtzeit angestrebt wird.

Es hat sich herausgestellt, dass bei dem erfindungsgemäßen Verfahren ohne zusätzliche Anwendung von Modellfunktionen die Konvergenzgeschwindigkeit maximal ist, wenn 20 als Startwert der Iteration der Mittelwert der Messsignale gewählt wird. Gleichzeitig ergibt sich für diese Wahl des benutzerdefinierten Hintergrunds auch das maximale S/N-Verhältnis, während das S/A-Verhältnis von der Wahl des Startwertes der Iteration weitestgehend unabhängig ist. Bei geeigneter Wahl des Startwerts konvergiert der ME-Algorithmus in weniger als zehn Iterationsschritten. Werden hingegen 25 Modellfunktionen entsprechend der obigen Ausführungen zur Optimierung der Signalverarbeitung und Eliminierung von Artefakten verwendet, hat es sich als zweckmäßig herausgestellt, als Startwert der Iteration den Mittelwert der Differenz aus Messsignalen und Modellfunktion zu verwenden. Dieser Mittelwert ist deutlich geringer als der Mittelwert des Messsignals, weil die wesentlichen Artefakte bereits durch die 30 Modellfunktion unterdrückt wurden.

Eine weitere Möglichkeit zur Erhöhung der Qualität der Messsignale, die die Maximum-Entropie-Methode bietet, besteht darin, Rauschen und Artefakte durch Löschen der entsprechenden hoch- bzw. niederfrequenten Eingangssignalanteile zu unterdrücken. Da eine sichere Bestimmung der Position der interventionellen

5 Vorrichtung bei Auftreten ausgedehnter Artefakte hoher Amplitude stärker beeinträchtigt wird als durch das Rauschen allein, ist es besonders wichtig, diese Artefakte zu unterdrücken. Sowohl *in vitro* als auch *in vivo* wurden vornehmlich Artefakte beobachtet, die vier bis fünfmal breiter waren als der von der Markierung ausgehende Impuls. Bei einer Gesamtzahl  $N$  von 256 Abtastwerten handelt es sich dabei 10 typischerweise um Artefakte, die sich über mehr als 32 Abtastwerte erstrecken.

Die Unterdrückung unnötig vieler Signalanteile bewirkt allerdings starke Einbußen im S/N-Verhältnis, was darauf zurückzuführen ist, dass durch Löschen dieser niederfrequenten Signalanteile der Mittelwert stark verringert wird, während das Rauschen im

15 wesentlichen unbeeinflusst bleibt. Entsprechend ist z. B. bei einer Artefaktbreite von 32 Abtastwerten das S/A-Verhältnis maximal, wenn 8 niederfrequente Abtastwerte 20 eliminiert werden, was dem Quotienten aus der Gesamtzahl der Abtastwerte und der Anzahl der Abtastwerte, über die sich ein Artefakt erstreckt, entspricht. Darüber hinaus kann die Lösung zu vieler niederfrequenter Signalanteile, die bei Vorkommen massiver Artefakte viel Signalleistung enthalten, bewirken, dass die Konvergenzkriterien für den ME-Algorithmus nicht mehr erfüllt sind, wenn ein zu niedriger Startwert für die Iteration verwendet wird.

Eine Verbesserung der Signalqualität durch Eliminierung des Rauschens und somit Ver-

25 besserung des S/N-Verhältnisses kann durch Lösung von hochfrequenten Abtastwerten im Spektrum erzielt werden. Die Lösung zu vieler hochfrequenter Abtastwerte führt allerdings zu einer starken Verringerung der Nutzsignalleistung, was mit Einbußen im S/A-Verhältnis verbunden ist. Bei einer Gesamtzahl von  $N = 256$  Abtastwerten wurde dabei gefunden, dass nicht mehr als 96 hochfrequente Abtastwerte gelöscht 30 werden sollten, weil in diesem Bereich das Spektrum des Nutzsignals vernachlässigbar ist. Ein wesentlicher Einfluss auf die Anzahl der Iterationsschritte durch Unterdrückung

hoch- oder niederfrequenter Signalanteile und damit auf die Rechenzeit konnte nicht festgestellt werden.

In in vivo-Versuchen konnte gezeigt werden, dass durch Eliminierung von Signalteilen 5 auch bei Vorliegen von stark verrauschten und durch Artefakte gestörten Eingangssignalen eine sichere Positionsbestimmung möglich wird. Es muss jedoch darauf hingewiesen werden, dass bei der oben beschriebenen erweiterten ME-Methode, in deren Rahmen angepasste Modellfunktionen von den Messsignalen subtrahiert werden, die Eliminierung von Abtastwerten nicht sinnvoll ist. Dies ist darauf zurückzuführen, dass 10 im Laufe der  $\chi^2$ -Anpassung die Artefakte entsprechend der Modellfunktion vom Messsignal subtrahiert werden, wobei das Schätzsignal mit diesem Differenzsignal in Übereinstimmung gebracht werden muss. Eine zusätzliche Lösung niederfrequenter Signalanteile würde daher zu einer Verfälschung führen, die eine Anpassung nicht mehr erlaubt.

15

Neben den oben beschriebenen iterativen Verfahren, insbesondere der Maximum-Entropie-Methode, können auch andere eindimensionale Signalverarbeitungsverfahren wie z. B. Filter zum Einsatz kommen. Grundsätzlich geeignet sind sowohl Filter mit endlicher als auch solche mit unendlicher Impulsantwort, die man auch mit den 20 englischen Begriffen FIR (finite impulse response) bzw. IIR (infinite impulse response) bezeichnet. Derartige Filter sind dem Fachmann grundsätzlich bekannt. Zwei typische Filter, die sich als geeignet zur Lösung der erfindungsgemäßen Aufgabe herausgestellt haben, sind das Wiener-Filter und das Bandpassfilter.

25 Das Wiener-Filter kann in Fourierform dargestellt werden als:

$$W = \frac{1}{H} * \frac{\Phi_{ff}|H|^2}{\Phi_{ff}|H|^2 + \Phi_{nn}}$$

Dabei sind  $H$  die Übertragungsfunktion des Meßsystems und  $\Phi_{ff}$  und  $\Phi_{nn}$  die Leistungsdichtespektren des gesuchten Signals  $f_k$  bzw. des Rauschens  $n_k$ .

Das Wiener-Filter ist besonders geeignet, das S/N-Verhältnis zu verbessern, d. h. das  
5 Rauschen effektiv zu unterdrücken. Artefakte hingegen werden weniger gut unterdrückt  
als bei Anwendung der Maximum-Entropie-Methode.

Ein weiteres geeignetes Filter ist das Bandpassfilter, das sich als wirkungsvoll zur  
Unterdrückung von Rauschen und Artefakten erwiesen hat. Die Sicherheit bei der  
10 Lokalisierung einer interventionellen Vorrichtung konnte mit Hilfe eines  
Bandpassfilters deutlich gesteigert werden. Lediglich zur Unterdrückung schmaler  
Artefakte, wie z. B. Bildschichtartefakte, ist der Bandpassfilter weniger gut geeignet.

Die Wahl des am besten geeigneten Signalverarbeitungsverfahrens ist abhängig von der  
15 exakten Problemstellung. Auf der einen Seite zeigt die Maximum-Entropie-Methode  
die besten Ergebnisse hinsichtlich der Artefakt- und Rauschunterdrückung, besonders  
bei Implementierung der zusätzlichen, oben ausführlich dargelegten Merkmale.  
Andererseits erfordert die ME-Methode als iteratives Verfahren deutlich mehr  
Rechenzeit als die Anwendung eines Filters. Während diese für die Filter im Bereich  
20 von 1 bis 2 ms liegt, kann die Rechenzeit je nach Gesamtzahl der Abtastwerte für die  
ME-Methode > 100 ms sein. Bei sehr hohen Anforderungen hinsichtlich der Kürze der  
Rechenzeit für eine Echtzeitvisualisierung kann daher ein Filter der ME-Methode  
vorzuziehen sein.

25 Eine weitere Verbesserung bei der Lokalisierung einer interventionellen Vorrichtung  
kann bei Vorliegen mehrerer, der Lokalisierung dienender Messsignale dadurch erzielt  
werden, dass nach Bearbeitung der Messsignale mit Hilfe des eindimensionalen  
Signalverarbeitungsverfahrens eine Überprüfung der über die bearbeiteten Messsignale  
ermittelten Positionen der interventionellen Vorrichtung auf Koinzidenz durchgeführt  
30 wird. Eine solche Überprüfung bietet sich insbesondere bei Verwendung des oben  
beschriebenen OptiMa-Katheters an, bei dessen Verwendung sich auf dem Körper des

Patienten mehrere Empfangsspulen befinden, die die Messsignale parallel aufnehmen. Diese Messsignale unterscheiden sich bei der Lokalisierung zwar hinsichtlich der Amplitude, sollten jedoch die gleiche Position im Raum für die interventionelle Vorrichtung ergeben.

5 Bei einer Überprüfung der bearbeiteten Messsignale auf Koinzidenz wird nun im Anschluss an die Bearbeitung der Messsignale geprüft, ob die über die einzelnen Empfangsspulen ermittelten Positionen übereinstimmen. Eine solche vollständige oder teilweise Übereinstimmung erhöht die Wahrscheinlichkeit, dass die ermittelte Position  
10 korrekt ist, zusätzlich.

Vorzugsweise erfolgt die Verarbeitung der verschiedenen, der Lokalisierung der interventionellen Vorrichtung dienenden Messsignale gemeinsam in dem eindimensionalen Signalverarbeitungsverfahren, so dass auch die Einflüsse auf die  
15 Positionsbestimmung für die einzelnen Messsignale gleich sind. Dies ist sowohl durch Anwendung eines iterativen Verfahrens wie der Maximum-Entropie-Methode als auch durch Verwendung eines Filters möglich. Anschließend kann die Überprüfung der ermittelten Positionen für die interventionelle Vorrichtung auf Koinzidenz durchgeführt werden. Es kann auch direkt durch das eindimensionale Signalverarbeitungsverfahren  
20 die Korrelation der Messsignale berechnet werden, um auf diese Weise ein Maß für die Übereinstimmung der Signalspektren zu erhalten.

Die Erfindung wird anhand der beigefügten Figuren weiter verdeutlicht. Es zeigen:

25 Fig. 1. Auftragung der Signalamplituden gegen die Abtastwerte zur Veranschaulichung der Signalrestauration mit Hilfe der erweiterten ME-Methode bei starker Störung der Eingangssignale durch Einschwingartefakte;

30 Fig. 2: Auftragung der Signalamplituden gegen die Abtastwerte zur Veranschaulichung der Signalrestauration mit Hilfe der erweiterten ME-Methode bei starker Störung der Eingangssignale durch Bildschichtartefakte.

In Figur 1 (a) ist ein in vitro-Eingangssignal mit einer Gesamtzahl von  $N = 256$  Abtastwerten gezeigt, in dem die Katheterposition durch einen Pfeil markiert ist. Die Signalamplituden auf der Ordinate sind für die einzelnen Abtastwerte auf der Abszisse graphisch dargestellt. Die Messungen wurden mit Hilfe eines 1,5 Tesla MR-Tomographen (GyroScan ACS-NT, Philips Medical Systems) unter Anwendung einer „spoiled“ Gradient-Echo-Sequenz (FOV = 256 mm) durchgeführt, wobei der Katheter, bei dem es sich um einen OptiMa-Katheter handelte, in einem Schlauchphantom platziert wurde. Das Eingangssignal ist stark durch Einschwingartefakte gestört, die durch Bildung und Anpassung einer Modellfunktion eliminiert werden, welche im Rahmen des ME-Verfahrens von den Messsignalen subtrahiert wird. Als Modellfunktion wird die in (b) dargestellte Ausprojektion verwendet, bei der es sich um die aufgenommenen Signale bei deaktivierter Markierung am Katheter handelt. In (c) ist das Ergebnis nach erfolgreicher Signalrestaurierung dargestellt, woraus die eindeutige Bestimmbarkeit der Katheterposition deutlich ersichtlich ist. Die Signalverarbeitung ist mit einem erheblichen Anstieg des S/N- wie des S/A-Verhältnisses verbunden. In analoger Weise wird in den Darstellungen (d) – (f) die Signalrestaurierung eines stark durch Einschwingartefakte gestörten in vivo-Eingangssignals gezeigt, wobei hier die Gesamtzahl der Abtastwerte bei  $N = 128$  lag. Fig. 1 (d) zeigt hier das Eingangssignal, (e) die entsprechende Ausprojektion und (f) das Ergebnis nach erfolgter Signalrestaurierung. Für die in vivo-Messungen wurde das gleiche Verfahren wie für die in vitro-Messungen angewandt, wobei hier jedoch ein entsprechender Katheter in die Aorta eines Schweines eingeführt und eine refokussierte Gradient-Echo-Sequenz (FOV = 300 mm) verwendet wurde.

25

Figur 2 (a) zeigt ein Kathetersignal mit schmalen Bildschichtartefakten, wobei wiederum die Signalamplituden für die einzelnen Abtastwerte graphisch dargestellt sind und die Position des Katheters mit einem Pfeil gekennzeichnet ist. Die im Rahmen der erweiterten ME-Methode verwendeten Modellfunktionen, die bei dem iterativen Verfahren wiederum von Messsignalen subtrahiert werden, sind in (b) dargestellt. In (c)

ist zu sehen, dass nach Signalrestauration die Position des Katheters eindeutig bestimmt werden kann, obgleich die in (a) auftretenden Artefakte sehr schmal sind und die wahre Katheterposition in der Amplitude übertreffen.

**PATENTANSPRÜCHE**

1. Magnetresonanzverfahren zur Lokalisierung von interventionellen Vorrichtungen, insbesondere **in vivo**, bei dem die interventionelle Vorrichtung eine Markierung trägt, die bei Magnetresonanzaufnahmen die Messsignale beeinflusst oder eigene Messsignale 5 erzeugt,  
dadurch gekennzeichnet, dass die Messsignale mit Hilfe eines eindimensionalen Signalverarbeitungsverfahrens bearbeitet werden.
- 10 2. Verfahren nach Anspruch 1,  
dadurch gekennzeichnet, dass das eindimensionale Signalverarbeitungsverfahren ein iteratives Verfahren ist.
- 15 3. Verfahren nach Anspruch 2,  
dadurch gekennzeichnet, dass das iterative Verfahren auf der Maximum-Entropie-Methode basiert.

---

**4. Verfahren nach Anspruch 2 oder 3,**

**dadurch gekennzeichnet,**

- 20 dass für in den Messsignalen auftretende Artefakte Modellfunktionen gebildet, angepasst und bei der Durchführung des iterativen Verfahrens von den Messsignalen subtrahiert werden.

5. Verfahren nach Anspruch 4,

dadurch gekennzeichnet,

dass die Modellfunktionen über einen Skalierungsparameter an die aufgenommenen Messsignale angepasst werden.

5

6. Verfahren nach Anspruch 5,

dadurch gekennzeichnet,

dass die Anpassung der Modellfunktionen an die aufgenommenen Messsignale nach jedem Iterationsschritt im Rahmen des iterativen Verfahrens neu erfolgt.

10

7. Verfahren nach Anspruch 5,

dadurch gekennzeichnet,

dass die Anpassung der Modellfunktionen an die aufgenommenen Messsignale einmalig vor der Durchführung des iterativen Verfahrens erfolgt.

15

8. Verfahren nach einem der Ansprüche 4 bis 7,

dadurch gekennzeichnet,

dass als Modellfunktion die bei inaktiver Markierung an der interventionellen Vorrichtung aufgenommenen Messsignale verwendet werden.

20

9. Verfahren nach einem der Ansprüche 4 bis 8,

dadurch gekennzeichnet,

dass als Modellfunktionen Rechteck- oder Gaußfunktionen verwendet werden.

25 10. Verfahren nach einem der Ansprüche 4 bis 9,

dadurch gekennzeichnet,

dass als Startwert der Iteration der Mittelwert der Differenz aus Messsignal und Modellfunktion gewählt wird.

11. Verfahren nach einem der Ansprüche 2 bis 9,  
dadurch gekennzeichnet,  
dass als Startwert der Iteration der Mittelwert des Messsignals gewählt wird.

5 12. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 11,  
dadurch gekennzeichnet,  
dass zur Unterdrückung von Rauschen und/oder Artefakten in den aufgenommenen Messsignalen hoch- und/oder niederfrequente Signalanteile eliminiert werden.

10 13. Verfahren nach Anspruch 1,  
dadurch gekennzeichnet,  
dass als eindimensionales Signalverarbeitungsverfahren ein Filter mit endlicher oder unendlicher Impulsantwort verwendet wird.

15 14. Verfahren nach Anspruch 13,  
dadurch gekennzeichnet,  
dass das Filter ein Wiener-Filter oder ein Bandpassfilter ist.

15. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 14,  
20 dadurch gekennzeichnet,  
dass bei der Auswertung mehrerer, der Lokalisierung der interventionellen Vorrichtung dienender Messsignale nach Bearbeitung der Messsignale mit Hilfe des eindimensionalen Signalverarbeitungsverfahrens eine Überprüfung der über die bearbeiteten Messsignale ermittelten Positionen der interventionellen Vorrichtung auf  
25 ~~Koinzidenz~~ durchgeführt wird.

16. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 15,  
dadurch gekennzeichnet,  
dass mehrere, der Lokalisierung der interventionellen Vorrichtung dienende  
30 Messsignale gemeinsam im eindimensionalen Signalverarbeitungsverfahren bearbeitet werden.

17. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 16,  
dadurch gekennzeichnet,  
dass die Messsignale von mehreren Empfangsspulen parallel aufgenommen werden.

5 18. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 17,  
dadurch gekennzeichnet,  
dass das eindimensionale Signalverarbeitungsverfahren die Korrelation einer oder  
mehrerer Messsignale berechnet.

10 19. Gerät zur Lokalisierung von interventionellen Vorrichtungen mit Hilfe von  
Magnetresonanzaufnahmen, bei dem die interventionelle Vorrichtung eine Markierung  
trägt, die bei den Magnetresonanzaufnahmen die Messsignale beeinflusst oder eigene  
Messsignale erzeugt,

15 dadurch gekennzeichnet,  
dass das Gerät über eine Programmsteuerung zur Durchführung eines Verfahrens nach  
einem der Ansprüche 1 bis 18 verfügt.

20 20. Computerprogramm zur Verarbeitung von Messsignalen bei der Lokalisierung von  
interventionellen Vorrichtungen mit Hilfe von Magnetresonanzaufnahmen, bei dem die  
interventionelle Vorrichtung eine Markierung trägt, die die Messsignale bei den  
Magnetresonanzaufnahmen beeinflusst oder eigene Messsignale erzeugt,  
dadurch gekennzeichnet,  
dass mit dem Computerprogramm ein Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 18  
25 durchführbar ist.

## ZUSAMMENFASSUNG

### Magnetresonanz-Lokalisierungsverfahren

Die Erfindung betrifft ein Magnetresonanzverfahren zur Lokalisierung von interventionellen Vorrichtungen, insbesondere *in vivo*, bei dem die interventionelle Vorrichtung

- 5 eine Markierung trägt, die bei Magnetresonanzaufnahmen die Messsignale beeinflusst oder eigene Messsignale erzeugt, wobei zur Unterdrückung von Rauschen und Artefakten eine Verarbeitung der Messsignale mit Hilfe eines eindimensionalen Signalverarbeitungsverfahrens erfolgt. Hierbei kann es sich insbesondere um die Maximum-Entropie-Methode handeln, die durch Verwendung von Modellfunktionen noch erweiterbar ist. Diese Modellfunktionen werden im Rahmen des iterativen Verfahrens von den Messsignalen subtrahiert, um auf diese Weise die Eliminierung von Artefakten zusätzlich zu verbessern. Alternativ zur Anwendung der Maximum-Entropie-Methode ist auch die Verwendung von Filtern, insbesondere Wiener- oder Bandpassfiltern möglich.
- 10

15

Fig. 1

PHDE030132 EP-P

1/2

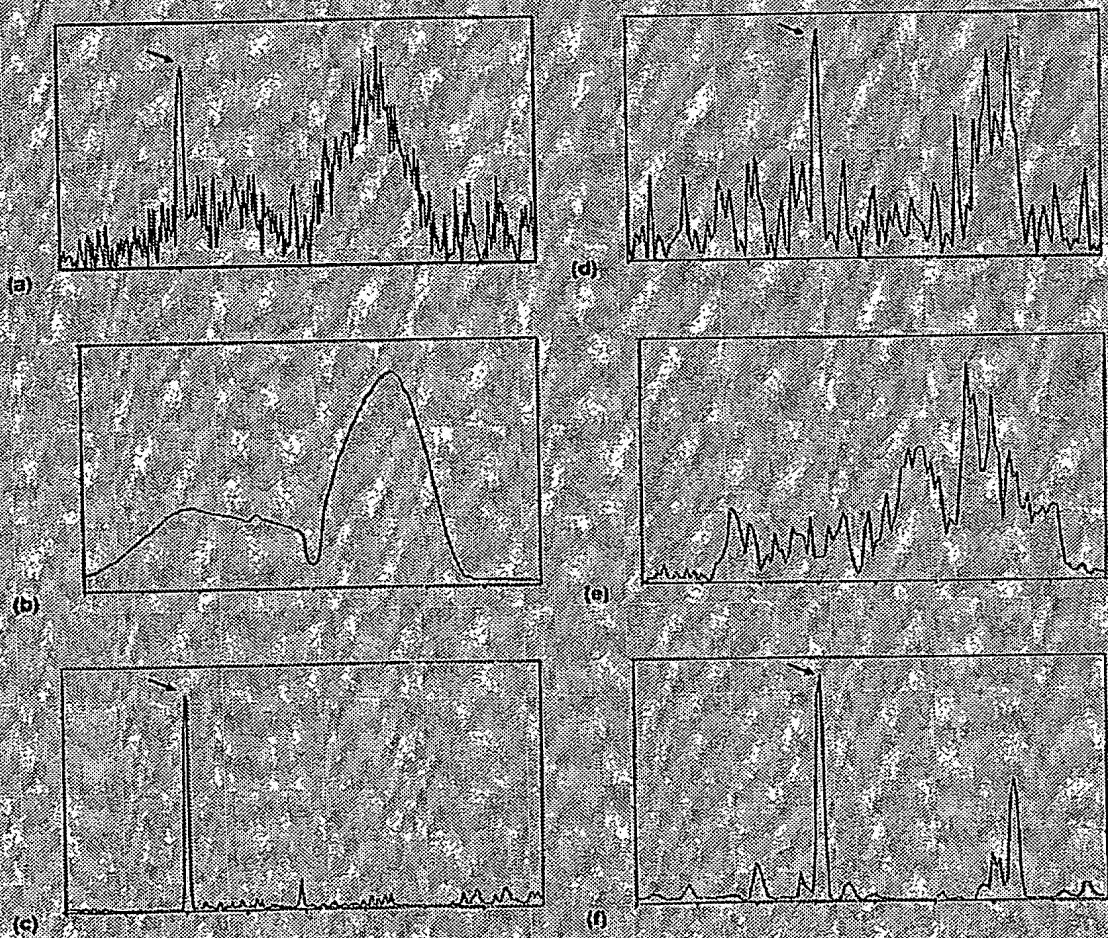


Fig. 1

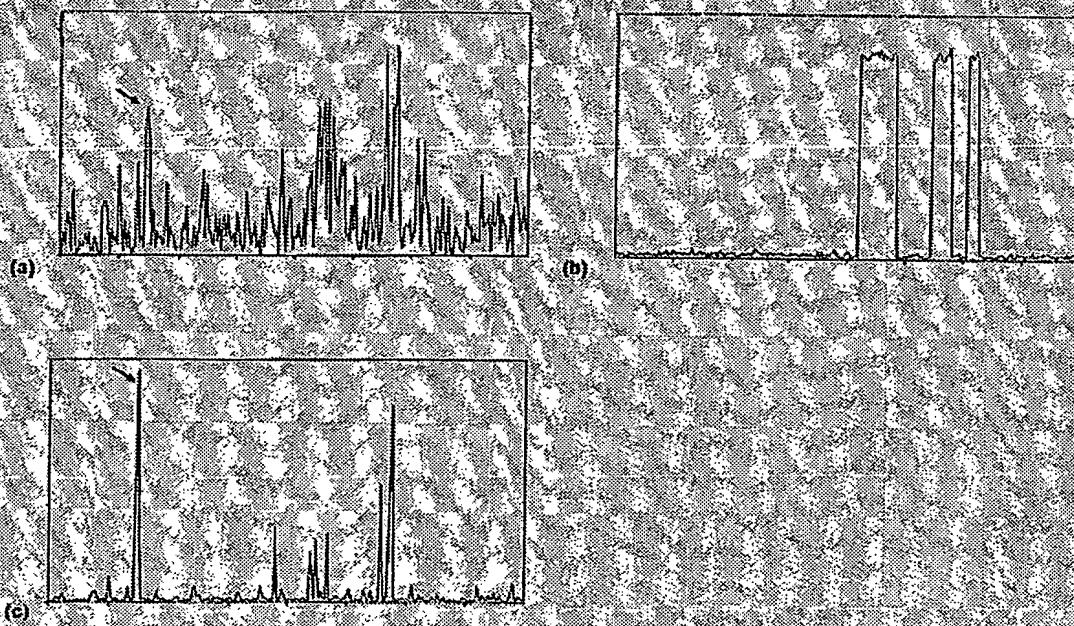


Fig. 2

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record**

## **BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- BLACK BORDERS**
- IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES**
- FADED TEXT OR DRAWING**
- BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING**
- SKEWED/SLANTED IMAGES**
- COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS**
- GRAY SCALE DOCUMENTS**
- LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT**
- REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY**
- OTHER:** \_\_\_\_\_

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.**